

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2001-037729

(43)Date of publication of application : 13.02.2001

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402

A61B 5/04

A61B 5/044

A61B 5/05

BEST AVAILABLE COPY

(21)Application number : 11-215864

(71)Applicant : TOSHIBA CORP

(22)Date of filing : 29.07.1999

(72)Inventor : OYU SHIGEHARU

AIDA SATOSHI

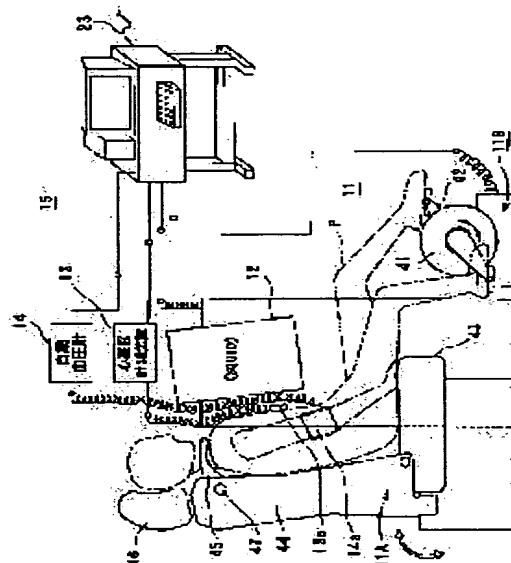
TAKADA YOICHI

## (54) CARDIAC LOAD TEST SYSTEM

## (57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To correctly diagnose the part of a cardiac disease of its criticalness by constituting a cardiac load test system to measure and analyze electrocardiogram data and magnetocardiographic data while changing a load condition on the basis of a desired inspection algorithm in the case of a cardiac load test and to present the process of the change in a quantity expressing an intracardiac electric phenomenon.

**SOLUTION:** The system is provided with a loading device 11 for giving an exercise load to a testee P, a magnetocardiography measuring instrument 12, an electrocardiogram measuring instrument 13 and an automatic sphygmomanometer 14 having a sensor 14a. A control processor 15 is also disposed for controlling the operation of the whole system like this system and various kinds of calculation such as measurement processing, analysis arithmetic processing, the generation of an analytic result and presentation processing of the like are executed. In the case of the cardiac load test, electrocardiogram data and magnetocardiographic data are measured and analyzed while changing the load condition in the loading device 11 having a load supplying part 11B such as a bicycle ergometer on the basis of the desired inspection algorithm, both analytic results are synthetically rotalized and the process of the change in the quantity expressing the intracardiac electric phenomenon is presented on display equipment.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or

application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision  
of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's  
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2001-37729

(P2001-37729A)

(43) 公開日 平成13年2月13日 (2001.2.13)

(51)Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テーマコード*(参考)		
A 6 1 B	5/0402	A 6 1 B	5/04	3 1 0 L	4 C 0 2 7
	5/04			P	
	5/044		5/05	A	
	5/05		5/04	3 1 0 M	
				3 1 4 K	
審査請求 未請求 請求項の数24 O L (全 21 頁)					

(21) 出願番号 特願平11-215864

(22) 出願日 平成11年7月29日 (1999.7.29)

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72) 発明者 大湯 重治

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会  
社東芝那須工場内

(72) 発明者 相田 聡

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会  
社東芝那須工場内

(74) 代理人 100078765

弁理士 波多野 久 (外1名)

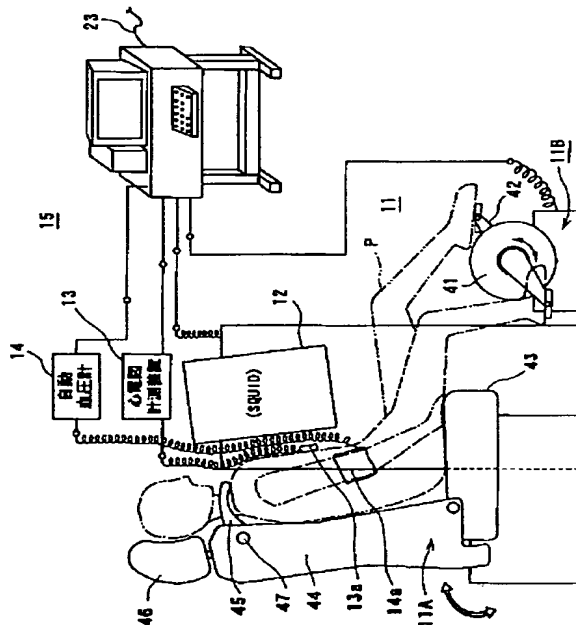
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心臓負荷試験システム

(57) 【要約】

【課題】心臓負荷試験を行うときに、所望の検査アルゴリズムに基づいて負荷条件を変えながら心電図データ及び心磁図データを計測・解析し、両方の解析結果を電子データとして統合的に集計して、心内電気現象を表す量の変化の過程を提示でき、心疾患の部位やその重篤度を診断可能にする。

【解決手段】心臓負荷試験システムは、心臓に運動負荷を掛ける負荷装置11と、負荷装置11の動作を検査プロトコルに従って制御する手段15と、検査プロトコルに応じて被検体の心電図データ及び心磁図を計測する手段12、13と、心電図データ及び心磁図データを解析して心内電気現象量のデータを得る手段15と、この解析データを通信処理を介して受け取り且つ集計して提示する手段15とを備える。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検者の安静時と負荷時における心内電気現象の変化に関わる情報を得て提示する心臓負荷試験システムにおいて、

前記被検者の心臓に負荷を掛ける負荷装置と、この負荷装置の動作を検査プロトコルに従って制御する負荷制御手段と、前記検査プロトコルに応じて前記被検体の心電図データを計測する心電図計測手段と、前記検査プロトコルに応じて前記被検体の心磁図データを計測する心磁図計測手段と、前記心電図データ及び心磁図データを解析して前記心内電気現象を表す量のデータを得る解析手段と、この解析手段によって解析されたデータを集計して提示する提示手段とを備えたことを特徴とする心臓負荷試験システム。

【請求項2】 請求項1に記載の試験システムにおいて、前記被検者の体調状態を表すデータを常時収集する収集手段を備え、前記提示手段は、前記解析手段によって解析されたデータと前記収集手段によって収集されたデータとを視覚的に提示する手段であることを特徴とする心臓負荷試験システム。

【請求項3】 請求項2に記載の試験システムにおいて、前記収集手段及び前記解析手段で得たデータを前記提示手段に渡す通信手段を備えることを特徴とする心臓負荷試験システム。

【請求項4】 請求項1乃至3の何れか一項に記載の試験システムにおいて、前記負荷装置は、前記被検者に運動をさせることでその心臓に負荷を与える装置であることを特徴とする心臓負荷試験システム。

【請求項5】 請求項4に記載の試験システムにおいて、前記負荷装置は、前記被検者に座位姿勢をとらせる座席部と、この座席部上の被検者が両足で回転運動を行うための負荷手段とを備えたことを特徴とする心臓負荷試験システム。

【請求項6】 請求項5に記載の試験システムにおいて、前記座席部は、その背もたれ部に肩当てを設けたことを特徴とする心臓負荷試験システム。

【請求項7】 請求項6に記載の試験システムにおいて、前記背もたれ部は、座面に対する角度を変更可能な構成であることを特徴とする心臓負荷試験システム。

【請求項8】 請求項4に記載の試験システムにおいて、前記負荷装置は、前記被検者に仰向け姿勢をとらせるベッドと、このベッド上の被検者が両足を直線的に移動させる運動を行うための負荷手段とを備えたことを特徴と

する心臓負荷試験システム。

【請求項9】 請求項8に記載の試験システムにおいて、前記負荷手段は、前記被検者が左右両足が交互にペダルを踏み込むことで交互にピストン運動させる第1、第2のシリンダと、この両シリンダに繋がれた第3のシリンダと、前記第1、第2のシリンダ間に介在して前記ピストン運動の負荷量を変更可能な弁手段と、前記第1、第2のシリンダの作動油を前記第3のシリンダに移動させて当該第1、第2のシリンダの圧力を解除可能な手段とを備えたことを特徴とする心臓負荷試験システム。

【請求項10】 請求項8に記載の試験システムにおいて、前記ベッドには、このベッド上方に位置する前記心磁図計測手段のセンサ部を保護する保護具を取り付けたことを特徴とする心臓負荷試験システム。

【請求項11】 請求項10に記載の試験システムにおいて、前記保護具又は前記センサ部に振動を検知する振動検知手段を取り付けるとともに、前記解析手段は、前記振動検知手段の検知信号に応じて振動検知時の心磁図データを解析対象から外す手段を有することを特徴とする心臓負荷試験システム。

【請求項12】 請求項1乃至3の何れか一項に記載の試験システムにおいて、前記検査プロトコルは、前記被検体の安静時の心磁図計測と、複数回の断続的な負荷時毎の複数回の心磁図計測と、負荷終了後の回復時の心磁図計測との工程を含むことを特徴とする心臓負荷試験システム。

【請求項13】 請求項12に記載の試験システムにおいて、前記負荷制御手段は、前記検査プロトコルにしたがって前記複数回の負荷時毎に異なる負荷量の発生を前記負荷装置に指令する手段であることを特徴とする心臓負荷試験システム。

【請求項14】 請求項12に記載の試験システムにおいて、前記解析手段は、同一の被検者に対する1回の心臓負荷試験において、安静時と負荷時の心磁図計測により得られた心磁図データを異なる解析条件で解析する手段であることを特徴とする心臓負荷試験システム。

【請求項15】 請求項14に記載の試験システムにおいて、前記解析手段は、前記心磁図データから解析される前記電気現象の量に対する解の分解能又は正規化パラメータを異ならせる手段であることを特徴とする心臓負荷試験システム。

【請求項16】 請求項1乃至3の何れか一項に記載の試験システムにおいて、前記被検者の負荷中の体調状態を表すデータ値が負荷中

止基準に達したか否かを判断する判断手段と、この判断手段により負荷中止基準に達したと判断されたときには、前記提示手段のモニタ画面に警告を発する警告手段とを備えたことを特徴とする心臓負荷試験システム。

【請求項 17】 請求項 1 乃至 3 の何れか一項に記載の試験システムにおいて、

前記被検者の負荷中の体調状態を表すデータ値が負荷中止基準に達したか否かを判断する判断手段を備え、

前記制御手段は、前記判断手段により負荷中止基準に達したと判断されたときには、前記負荷装置の稼働を停止させる手段を有することを特徴とする心臓負荷試験システム。

【請求項 18】 請求項 1 乃至 3 の何れか一項に記載の試験システムにおいて、

前記解析手段は、前記電気現象を表す量として、活動電位振幅分布又はその変化を反映した第 1 の量のデータと心電図の変化を表す第 2 の量のデータとを解析する手段であり、前記提示手段は、その第 1、第 2 の量の 2 種類のデータを同一画面上に提供する手段であることを特徴とする心臓負荷試験システム。

【請求項 19】 請求項 18 に記載の試験システムにおいて、

前記提示手段は、前記第 1 の量として、心磁図実時間波形、心磁図加算平均波形、磁場分布図、安静時と負荷時の差分心磁図、活動電位振幅分布、活動電位振幅分布に関連した量の分布、興奮時刻分布、興奮時刻分布に関連した量の分布、活動電位振幅の変化、及び興奮時刻分布の変化の内、少なくとも 1 つの量のデータを提示する手段であることを特徴とする心臓負荷試験システム。

【請求項 20】 請求項 19 に記載の試験システムにおいて、

前記提示手段は、前記活動電位振幅が最小となる点が含まれるように心室断面を形成し且つこの断面上にその活動電位振幅の分布を重ねて表示する手段を有することを特徴とする心臓負荷試験システム。

【請求項 21】 請求項 19 に記載の試験システムにおいて、

前記提示手段は、前記活動電位振幅の心室内の分布を最小値投影して表示する手段を有することを特徴とする心臓負荷試験システム。

【請求項 22】 請求項 1 乃至 3 の何れか一項に記載の試験システムにおいて、

前記解析手段は、前記心磁図データにそのデータ中の特徴的な時刻に関わる前処理を施す心磁図前処理手段と、この前処理された心磁図データに対して前記電気現象に関わる量の解析を行う心磁図解析手段とを備えることを特徴とする心臓負荷試験システム。

【請求項 23】 請求項 22 に記載の試験システムにおいて、

前記心磁図前処理手段は、前記心磁図計測手段より計測

された特定の 1 つのチャンネルの心磁図データ又は前記心電図計測手段より計測された特定の 1 つのチャンネルの心電図データから特徴的な時刻を検出し、この時刻を基準にして予め定めた時間比率に従い複数のサンプル時刻を設定する手段であることを特徴とする心臓負荷試験システム。

【請求項 24】 請求項 23 に記載の試験システムにおいて、

前記心磁図前処理手段は、前記設定された複数のサンプル時刻及び前記心磁図計測に関わる複数の計測チャンネルの中から、各サンプル時刻について全部の計測チャンネルの心磁図データの選択を排除した状態でサンプル時刻数と計測チャンネル数との積よりも少ない点数の心磁図データを選択して出力する手段であることを特徴とする心臓負荷試験システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、被検体の心臓に負荷を与えて心内電気現象の変化を観察する心臓負荷試験システムに係り、とくに、安静時と負荷時に心臓から発生する磁界を計測し、その計測結果を解析して心内電気現象を表す量のデータを求め、これを表示する装置であって、安静時と負荷時の心内電気現象データを比較することで心臓の疾患などの異常診断が可能な心臓負荷試験システムに関する。

【0002】

【従来の技術】従来の心内電気現象に関わる診断システムの一形態として、負荷心電図解析装置が知られている。

【0003】図 27 に代表的な負荷心電図解析装置の概要を示す。この負荷心電図解析装置では、制御・処理装置 101 内の負荷装置制御制御部を介して負荷装置 102 が接続されている。この例では、負荷装置としてトレッドミル負荷装置を用いているが、自転車エルゴメータなど、他の形態の負荷装置を用いることもできる。

【0004】心電図電極を被検者の体表に装着すると、心電図データが制御・処理装置 101 内のインプットボックスを介して CPU に入力する。電極を装着した状態で被検者にトレッドミル負荷装置 102 に上がらしてもらふ。まず、この状態で数分間安静にして安静時の心電図を計測する。安静時の心電図計測中においては、心電図波形は心拍毎に加算平均されて、その生波形及び加算平均波形が CRT ディスプレイ 101A 上に逐次表示されるとともに、ST レベル、ST スロープ（図 28 参照）などの値が解析され、同様に CRT ディスプレイ 101A に逐次表示される。安静心電図の計測が終了すると、この表示画面はフリーズされる。

【0005】次に、操作者が負荷装置 102 の動作開始を指令する。この指令に応答して制御・処理装置 101 から負荷装置 102 に動作開始信号が送られ、負荷装置

10

20

30

40

50

102がその動作を始めるので、負荷時の心電図計測が開始される。この負荷時に計測した心電図波形は、CRTディスプレイ101Aに逐次表示される。同時に加算平均心電図が計算され、CRTディスプレイ101Aに逐次表示されるとともに、STレベル、STスロープなどの値が解析され、同じくCRTディスプレイ101Aに逐次表示される。この負荷心電図は、既にフリーズ表示された安静心電図とは別の画像領域に表示され、安静時と負荷時の心電図を対比させて比較観察できる。この状態で、操作者が負荷終了を指令すると、負荷装置102が停止する。また、計測終了を指令した場合、負荷装置102が動作していればそれを停止させ、負荷心電図の表示をフリーズし、計測終了となる。

【0006】計測した心電図および負荷の大きさ、心拍数、STレベル、STスロープ、血圧などのデータは随時記録されており、測定終了後にサマリーとして表示及び印刷される。

【0007】このようにして測定した負荷心電図は心疾患の診断に有効である。心疾患の無い被検体の場合、通常、負荷の印加と共にSTレベルは変化するが、心疾患、例えば狭心症や心筋梗塞がある場合、STレベルが大きく上昇或いは下降するので、これにより心疾患を検出できる。

【0008】また、従来の心内電気現象に関わる診断システムの別の形態として、心内電気現象診断装置が知られている（例えば、特開平10-323335号（特願平9-135627号）参照）。

【0009】図29に、この心内電気現象診断装置の概略構成を示す。同図に示す電位分布・磁場分布計測手段は、心臓から発生した電位あるいは磁場を計測する。電位計測の場合、この手段は心電図用電極および増幅器から構成され、磁場計測の場合、典型的には超伝導量子干渉素子（SQUID）を用いた磁場センサにより構成される。電位あるいは磁場の測定点は多チャンネル化され、例えば、胸面上の40点から100点程度の点位置で計測される。

【0010】さらに、計測した各チャネルの波形はA/D変換器によりデジタルデータに変換され、コンピュータ装置に転送される。コンピュータ装置内ではまず、信号処理部で雑音除去などの信号処理が行われ、心電図・心磁図のQRS期間に相当する波形が抽出される。

【0011】一方、心臓形状モデル作成手段では、MRI装置やCT装置などのモダリティで得られた断層像データを元に、患者個々の心臓の形状、位置及び向きが計測され、それを元に心臓形状モデル（心室モデル）がコンピュータ装置内に作成される。この心臓形状モデルは多数の4面体の組み合わせで構成される。具体的には、心室の長軸方向の長さ、左心室の短軸方向の外径、左心室壁厚、右心室壁厚、中隔と右心室の隙間の幅などのパラメータを指定して自動的に分割し、任意の細かさの四

面体で分割した心臓形状モデルを作成できる。このように構成した心臓形状モデルは、MRI装置などによって測定した実際の心臓位置に並行移動し、さらに測定した実際の心臓向きに回転させることにより、被検体胴体内での実際の心臓位置に配置される。

【0012】また、センサー位置計測手段は、電極あるいは磁場センサの位置を測定し、心臓形状モデルと各電極あるいは磁場センサの位置関係を求める。例えば、MRI装置による撮影時に、電極の位置にマーカを取り付けて撮影し、MRI画像上でマーカの位置を指定することで各電極の位置が求められる。また例えば、心磁図計測時に、胸部数点の位置に磁場発生コイルを取り付け、その磁場を計測・解析して各磁場発生コイルの位置と各センサ間の位置関係を測定し、次に磁場発生コイルの位置にマーカを取り付け、MRI画像上のマーカの位置を指定し、それを元に各センサの座標を座標変換して、胴体に付する各センサの位置を求めるようにしてもよい。このように測定した、各電極あるいは磁場センサの位置は、次の興奮到達時刻分布・心筋電気活動量分布解析手段による解析に必要なデータである。

【0013】上記興奮到達時刻分布・心筋電気活動量分布解析手段は、電位分布・磁場分布計測手段及び信号処理手段で得たQRS期間中の心電図あるいは心磁図と、心臓形状モデル作成手段で作成した心臓モデル、センサ位置計測手段で計測したセンサ位置を元に、心臓内の興奮到達時刻及び心筋電気活動量の分布を求める。心筋電気活動量は活動電位振幅あるいは導電率、あるいは導電率と活動電位振幅の積である電流ダイポール密度のいずれかである。具体的な解析は例えば、前述した特開平10-323335号（特願平9-135627号）に詳述される如く行われる。

【0014】コンピュータ装置で機能的に実現される表示画像構成手段は、解析結果として得られた興奮到達時刻分布と心筋電気活動量を元に、解析結果を画像として提示するための画像データを構成する。この画像データはCRTや液晶ディスプレイなどの表示手段によって表示されるか、あるいは印刷手段によって紙やフィルムに印刷される。

【0015】この表示又は印刷の一例として、興奮到達時刻及び活動電位振幅は心臓形状モデルの断面上に表示される。興奮到達時刻の分布はある時刻（10ms、20ms、…）で興奮する点を線で結んで示した等時線図を用いて表示され、一方、活動電位振幅はその振幅値を色に対応させて別の同一断面上にカラー表示される。

【0016】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上述した負荷心電図解析装置及び心内電気現象診断装置には夫々、以下のような未解決の課題があった。

【0017】＜負荷心電図解析装置の場合＞負荷心電図検査は虚血性心疾患の検査に広く用いられているが、疾

患の原因部位を特定することができないため、治療法を決定するためには、疾患の原因部位及びその程度を特定することができる侵襲度の大きい冠動脈造影検査を別に行う必要があった。

【0018】一方では、負荷心電図検査で陽性となっても冠動脈造影検査で心疾患が否定されることがあり、その場合には、患者は結果として不要な侵襲を受けたことになる。

【0019】また、負荷核医学検査を実施すれば、そのような擬陽性の多くは発見することができ、侵襲性の極めて高い冠動脈造影検査を無駄に行う必要はなくなる。しかし、負荷核医学検査の実施コストは高く、また検査時間も非常に長くなるので、負荷心電図検査が陽性であるからといって全ての患者に画一的に負荷核医学検査を実施することはできないという状況もある。

【0020】<心内電気現象診断装置の場合>上述した特開平10-323335号(特願平9-135627号)で提案されている心臓内電気現象診断装置(心磁界イメージング装置)は、虚血に伴う活動電位振幅の低下状態を画像化できる機能を有しているので、例えば急性心筋梗塞の患者であれば、心筋梗塞部位を特定することはできる。しかし、狭心症の患者の場合、虚血に伴って活動電位振幅が低下するのは発作時のみであるため、その検出には、運動負荷などによる虚血の誘発と必要となる。虚血誘発時に特定の領域だけに活動電位振幅の低下が見られれば虚血性心疾患を示唆しており、したがって活動電位振幅低下の場所から虚血部位を知ることができ、且つ、その低下の程度や低下領域の大きさから(負荷の大きさや心拍数と比較することにより)その重篤度を知ることができ、その後の治療法の決定に役立てることができる。

【0021】運動負荷による虚血誘発時の活動電位振幅を記録するには、トレッドミル負荷装置などの負荷装置を用いて被検者に負荷を掛け、負荷終了後直ちに心磁図を計測するか、又は、負荷装置による被検者への負荷を定期的に休止し、この休止中に迅速に心磁図を計測する。このように計測した心磁図データを上述の特開平10-323335号(特願平9-135627号)記載の解析アルゴリズムで解析し、得られた活動電位振幅分布などを表示する方法が考えられる。

【0022】しかし、この方法の場合、負荷中のSTレベルの大きな変化、不整脈発生、血圧低下などの負荷停止条件を別の装置で常時モニタする必要がある。このため、かかる装置として例えば心電図自動解析装置を併用しなければならず、検査室に多数の機器を設置しなければならない。

【0023】また、負荷時の活動電位低下から虚血の場所や重篤度を診断するためには、負荷量の増加、心拍数の増加、および血圧の変化に伴ってどのように活動電位振幅が低下していくのか、その過程を詳細に解析する必

要がある。

【0024】しかしながら、従来の心電図自動解析装置及び心内電気現象診断装置(心磁界イメージング装置)には、それらの装置相互間で解析結果を電子データとして通信する手段を有していないため、両装置の解析結果を自動的に集計することはできない。

【0025】これを人手で集計するには、それぞれの時間推移を一致させて計測することが不可欠であり、負荷心電図解析装置の操作および心電図の監視、心磁図計測装置への患者の設置、負荷装置の動作開始・終了、負荷量の調節・変更、心磁図・心電図計測の開始・終了などの一連の操作を手際良く進め、それぞれの時間を記録していくという複雑な作業が必要になる。加えて、作業手順や集計に間違いも起こり易くなるし、得られた結果を集計するにも時間が掛かるという問題もある。

【0026】このように、従来の負荷心電図解析装置と心内電気現象診断装置(心磁界イメージング装置)とを併用して虚血性心疾患の検査をするには、手間や時間が掛かる。とくに、多数の検査を実施する必要がある病院でそのような検査を行うことは実際には殆ど不可能である。

【0027】本発明の1つの目的は、上述した従来技術の問題に鑑みてなされたもので、心臓負荷試験を行うときに、所望の検査アルゴリズムに基づいて負荷条件を変えながら心電図データ及び心磁図データを計測・解析し、両方の解析結果を電子データとして統合的に集計して、心内電気現象を表す量の変化の過程を提示でき、心疾患の部位やその重篤度を診断可能にする心臓負荷試験システムを提供することである。

【0028】とくに、上記心臓負荷試験を行うときに、時間推移を一致させて心電図データ及び心磁図データを計測・解析し、両方の解析結果を電子データとして、短時間で且つ正確に統合・集計することができる心臓負荷システムを提供することを、本発明の更に別の目的とする。

【0029】また、本発明の別の目的は、簡単な手順で心筋虚血に伴う活動電位振幅の低下領域の位置、大きさ、低下量を診断することができる心臓負荷試験システムを提供することである。

【0030】さらに、本発明の別の目的は、侵襲性の高い検査が不要で、コストの高い検査を行うことなく、より短い検査時間で心臓の負荷試験を行うことができる心臓負荷試験システムを提供することである。

【0031】さらに、本発明の別の目的は、虚血誘発のために運動負荷を掛けて心磁図を計測し、この計測データを解析して活動電位振幅を得る心臓負荷試験を行う場合、被検者の状態に拠る負荷停止をより少ない機器構成で確実に行うことができるようにする、ことである。

【0032】

【課題を解決するための手段】上述した種々の目的を達

10

20

30

40

50

成するため、本発明は、被検者の安静時と負荷時における心内電気現象の変化に関わる情報を得て提示する心臓負荷試験システムにおいて、前記被検者の心臓に負荷を掛ける負荷装置と、この負荷装置の動作を検査プロトコルに従って制御する負荷制御手段と、前記検査プロトコルに応じて前記被検体の心電図データを計測する心電図計測手段と、前記検査プロトコルに応じて前記被検体の心磁図データを計測する心磁図計測手段と、前記心電図データ及び心磁図データを解析して前記心内電気現象を表す量のデータを得る解析手段と、この解析手段によって解析されたデータを集計して提示する提示手段とを備えたことを特徴とする。とくに好適には、前記被検者の体調状態を表すデータを常時収集する収集手段を備え、前記提示手段は、前記解析手段によって解析されたデータと前記収集手段によって収集されたデータとを視覚的に提示する手段である。さらに、好適には、前記収集手段及び前記解析手段で得たデータを前記提示手段に渡す通信手段を備える。

【0033】本発明は、以上の基本的な構成によって、心臓負荷試験を行うときに、所望の検査アルゴリズムに基づいて負荷条件を変えながら心電図データ及び心磁図データを計測・解析し、両方の解析結果を電子データとして統合的に集計して、心内電気現象を表す量の変化の過程を提示できる。この結果、心疾患の部位やその重篤度を診断可能にする。とくに、上記心臓負荷試験を行うときに、時間推移を一致させて心電図データ及び心磁図データを計測・解析し、両方の解析結果を電子データとして、短時間で且つ正確に統合・集計することができる。したがって、簡単な手順で心筋虚血に伴う活動電位振幅の低下領域の位置、大きさ、低下量を診断することができる。

【0034】また、冠動脈造影検査のような侵襲性の高い検査が不要となり、また負荷核医学検査のようなコストの高い検査を行うことなく、より短い検査時間で心臓の負荷試験を行うことができる。

【0035】上記基本構成の各態様において、さらに種々の構成要素を付加したり、変形して実施できる。

【0036】例えば、負荷装置は、被検者に運動をさせることでその心臓に負荷を与える装置である。この負荷装置は、一例として、被検者に座位姿勢をとらせる座席部と、この座席部上の被検者が両足で回転運動を行うための負荷手段とを備える。好適には、前記座席部は、その背もたれ部に肩当てを設ける。また、背もたれ部は、座面に対する角度を変更可能な構成としてもよい。

【0037】一方、前記負荷装置は、被検者に仰向け姿勢をとらせるベッドと、このベッド上の被検者が両足を直線的に移動させる運動を行うための負荷手段とを備えていてもよい。この場合、好適には、負荷手段は、前記被検者が左右両足が交互にペダルを踏み込むことで交互にピストン運動させる第1、第2のシリンダと、この両

シリンダに繋がれた第3のシリンダと、前記第1、第2のシリンダ間に介在して前記ピストン運動の負荷量を変更可能な弁手段と、前記第1、第2のシリンダの作動油を前記第3のシリンダに移動させて当該第1、第2のシリンダの圧力を解除可能な手段とを備える。この圧力解除により、第1、第2のシリンダのロッド位置が共に下がり、したがって両ペダルの位置を足元方向に無抵抗に移動できる。このため、被検者はベッド上で仰向けに寝たまの姿勢で両足を伸ばし、負荷時から安静状態に移行して安静時の計測を行うことができる。

【0038】一方、前記ベッドには、このベッド上方に位置する前記心磁図計測手段のセンサ部を保護する保護具を取り付けてもよい。また、前記保護具又は前記センサ部に振動を検知する振動検知手段を取り付けるとともに、前記解析手段は、前記振動検知手段の検知信号に応じて振動検知時の心磁図データを解析対象から外す手段を有していてもよい。

【0039】前述した基本構成の各態様において、検査プロトコルは、好適には、被検体の安静時の心磁図計測と、複数回の断続的な負荷時毎の複数回の心磁図計測と、負荷終了後の回復時の心磁図計測との工程を含む。このとき、負荷制御手段は、検査プロトコルにしたがって複数回の負荷時毎に異なる負荷量の発生を前記負荷装置に指令する手段であることが望ましい。

【0040】また、この場合、前記解析手段は、同一の被検者に対する1回の心臓負荷試験において、安静時と負荷時の心磁図計測により得られた心磁図データを異なる解析条件で解析する手段としてもよい。さらに、前記解析手段は、心磁図データから解析される前記電気現象の量に対する解の分解能又は正則化パラメータを異ならせる手段であってもよい。

【0041】また、前述した基本構成の各態様において、一例として、被検者の負荷中の体調状態を表すデータ値が負荷中止基準に達したか否かを判断する判断手段と、この判断手段により負荷中止基準に達したと判断されたときには、前記提示手段のモニタ画面に警告を発する警告手段とを備えることができる。

【0042】さらに、前述した基本構成の各態様において、一例として、被検者の負荷中の体調状態を表すデータ値が負荷中止基準に達したか否かを判断する判断手段を備え、前記制御手段は、前記判断手段により負荷中止基準に達したと判断されたときには、前記負荷装置の稼働を停止させる手段を有してもよい。

【0043】これにより、虚血誘発のために運動負荷を掛けて心磁図を計測し、この計測データを解析して活動電位振幅を得る心臓負荷試験を行う場合、被検者の状態に拠る負荷停止をより少ない機器構成で確実に行うことができる。つまり、被検者の状態をモニタするための他の機器を多数、検査室に運び入れるといった事態を解消できる。



【0044】さらに、前述した基本構成の各態様において、一例として、前記解析手段は、前記電気現象を表す量として、活動電位振幅分布又はその変化を反映した第1の量のデータと心電図の変化を表す第2の量のデータとを解析する手段であり、前記提示手段は、その第1、第2の量の2種類のデータを同一画面上に提供する手段である。この場合、好適には、前記提示手段は、前記第1の量として、心磁図実時間波形、心磁図加算平均波形、磁場分布図、安静時と負荷時の差分心磁図、活動電位振幅分布、活動電位振幅分布に関連した量の分布、興奮時刻分布、興奮時刻分布に関連した量の分布、活動電位振幅の変化、及び興奮時刻分布の変化の内、少なくとも1つの量のデータを提示する手段である。

【0045】この態様において、前記提示手段は、前記活動電位振幅が最小となる点が含まれるように心室断面を形成し且つこの断面上にその活動電位振幅の分布を重ねて表示する手段を有する構成であってもよい。また、前記提示手段は、前記活動電位振幅の心室内の分布を最小値投影して表示する手段を有する構成であってもよい。

【0046】さらに、前述した基本構成の各態様において、一例として、前記解析手段は、前記心磁図データにそのデータ中の特徴的な時刻に関わる前処理を施す心磁図前処理手段と、この前処理された心磁図データに対して前記電気現象に関わる量の解析を行う心磁図解析手段とを備えることができる。例えば、前記心磁図前処理手段は、前記心磁図計測手段より計測された特定の1つのチャンネルの心磁図データ又は前記心磁図計測手段より計測された特定の1つのチャンネルの心電図データから特徴的な時刻を検出し、この時刻を基準にして予め定め

た時間比率に従い複数のサンプル時刻を設定する手段である。さらに、前記心磁図前処理手段は、前記設定された複数のサンプル時刻及び前記心磁図計測に関わる複数の計測チャンネルの中から、各サンプル時刻について全部の計測チャンネルの心磁図データの選択を排除した状態でサンプル時刻数と計測チャンネル数との積よりも少ない点数の心磁図データを選択して出力する手段であってもよい。

【0047】

【発明の実施の形態】以下、この発明の実施の形態を、図1～図26を参照して説明する。

【0048】図1に、この心臓負荷試験システムの概観図を示す。このシステムによれば、被検者Pは椅子に座った状態で運動負荷を受け、心内電気現象に関わるデータが計測されるとともに解析に付され、心疾患の有無、位置、重篤度などに関する情報が視覚的に得られるように構成されている。

【0049】図1に示す心臓負荷試験システムは、被検者Pに運動負荷を与える負荷装置11と、被検者Pの心磁図データを計測する心磁図計測装置12と、被検者P

に装着する心電図計測装置13及びその電極13aと、自動血圧計14及びそのセンサ14aと、システム全体の動作を制御するとともに一連のシーケンスで計測を行う計測処理、解析演算処理、解析結果の作成・提示処理などの各種演算を行う制御・処理装置15とを備える。

【0050】制御・処理装置15は、詳しくは後述するが、図2に示す如く、システムコントローラ21、負荷装置制御部22、心磁図計測装置制御部23、データ収集部24、タイマ25、印刷機26、表示器27、キーボード28、ネットワークインタフェース29、及び自動血圧計制御部30を備える。ネットワークインタフェース29は通信ライン31を介してネットワークに接続されている。また、負荷装置制御部22、心磁図計測装置制御部23、データ収集部24、及び自動血圧計制御部30はマイクロプロセッサを備えて構成される。

【0051】＜負荷装置の構成及び動作＞最初に、本診断システムの1つの特徴を成す負荷装置11を説明する。この負荷装置11は本実施形態では、従来周知の自転車エルゴメータを発展させて構成した心磁図計測専用の構造になっており、心磁図計測を行いながら負荷を掛けることができる。しかし、この負荷装置11としては、当然に、従来から使用されている通常のトレッドミル、自転車エルゴメータなどの装置を用いることもできる。

【0052】具体的には、負荷装置11は図1に示す如く、被検者Pが座る椅子部11Aと被検者Pに運動負荷を与える負荷供給部11Bとを備える。負荷供給部11Bは、従来周知の自転車エルゴメータと同様に、回転負荷を発生する負荷発生機構41及びこの機構に取り付けたペダル42、42とを有する。これにより、被検者Pが両足をペダル42、42に掛けて負荷発生機構41を回すことで回転負荷を受けることができる。

【0053】椅子部11Aは、座面部43と、これに回転自在に取り付けた背もたれ部44とを備える。背もたれ部44は座面部43に対して水平になるまで傾動可能になっており、被検者Pの体格や検査方法に応じて背中部分の角度を自由に設定できる。背もたれ部44を立てた状態では、被検者Pはペダル42をこぎ易くなり、また水平近くまで倒した状態では、被検者Pの臥位の自然な心磁図波形を計測できるという利点がある。

【0054】また、背もたれ部44の上方には、負荷時における被検者Pの上下方向（着座姿勢の上下方向）の動きを規制する肩当て45が取り付けられている。この肩当て45の構造例を図3(a)、(b)に示す。同図(a)の肩当て45は、肩当て移動ガイド45aと肩当てパッド45bとの間にばね機構45cを介挿した構造を有する。また同図(b)の肩当て45は、肩当て支持部45dに対して横方向に延びる肩当てパッド45eを固設した簡単な構造を有する。

【0055】何れの肩当て45にも、背もたれ部44の

上部から突設するヘッドレスト46が固定されている。ヘッドレスト46を持って引き上げると、肩当て45が上方に移動し、一方、背もたれ部44の脇のつまみ47を引いてヘッドレスト46を押し下げると、肩当て45が下方に移動するように構成されている。つまみ47の先には図示しない爪が形成されており、この爪がヘッドレスト46の支持部(図3(b)の支持部45d参照)に設けられた凹部(同図の符号45da参照)に引っ掛かるので、背もたれ部44に上方へ向かう力が掛かって、肩当て45が動かないで固定される。従って、被検者Pがペダル42をこぐときに生じる上下方向の姿勢の変化を確実に抑制できる。さらに、肩当て45の上下方向の位置を調節できるので、どのような体型の被検者に対してもその姿勢変化を抑制することができる。

【0056】なお、心磁図計測専用の負荷装置としては上述した構造のものに限定されなく、ほかの構造の装置を採用することもできる。以下に、その別の例を説明する。

【0057】<負荷装置の別の例>上述した負荷装置11は、被検者が椅子に座った状態で脚の回転に拠る運動負荷を受ける構成であったが、この変形例は被検者がベッドに仰向けに寝た状態で脚の直線移動に拠る運動負荷を受ける構成を採用している。この例を図4、5に示す。

【0058】図4に示す如く、負荷装置11は、ベッド51と、ベッド51上の被検者足元位置に設けた負荷発生機構52とを備える。なお、ベッド51上の被検者頭部が位置する場所には、ヘッドレスト53及び肩当て54が取り付けられている。また、被検者はベッド51に仰向けに寝た姿勢で負荷試験を行うが、被検者の胸部に対向する位置には、心磁図計測装置12のSQUIDセンサを内蔵するセンサカバー12a(後述する図6参照)がベッド上方から配置されている。

【0059】負荷発生機構52は、シリンダを用い、その油圧に因り重くなったペダルを交互に踏み込むことで負荷を掛ける装置である。具体的には、この負荷発生機構52は、左右足用シリンダ55L、55R、両足引き抜き用シリンダ57、この3個のシリンダの油室同士を繋ぐ流路56、並びに、この流路56内に挿入された負荷量調整用弁58及びロック用弁59を備える。左右足用シリンダ55L、55Rのシリンダロッドはペダル60L、60Rが夫々取り付けられており、このペダル60L、60Rを踏み込むことでシリンダ55L、55Rに油室に圧力を掛けることができる。

【0060】負荷量調整用弁58は、その弁開度を手動調整で又は電氣的制御により制御することで、左右のシリンダ55L、55R間を流通する作動油の流路抵抗を変更でき、これによりペダル踏み込み時の重さを調節できるようになっている。ロック用弁59は負荷時には手動制御で又は電氣的制御により閉止され、一方、安静時に

は開放される。

【0061】このため、負荷時において、ベッド51に仰向けに寝た被検者が片方のペダル60L(60R)を圧力(負荷)に抗して足先前方方向に踏み込むと、作動油の移動に伴って、もう片方のペダル60R(60L)が手前側に伸び出てくる。今度は、反対のペダルを同様に圧力(負荷)に抗して踏み込むと、もう一方のペダルが伸び出てくる。これを繰り返すことで、被検者は左右両足を交互に直線移動させる運動負荷を受けることができる。

【0062】負荷終了時には、ロック用弁59の弁体が開放され、次いで両足引き抜き用シリンダ57のシリンダロッド先端のハンドル57aが緩める。これにより、シリンダ室の全体容量が広がるので、両足用シリンダ55L、55Rの作動油はシリンダ57側に移動して圧力を伝えなくなる。したがって、ペダル60L、60Rは共に限度まで圧力無しで踏み込まれた状態にでき、被検者は両足を一杯に伸ばした楽な仰向け姿勢をとることができる。この楽な姿勢のまま、心磁図が計測される。

【0063】運動負荷を再開するには、ハンドル57aを押し込み、次いでロック用弁59を閉じればよい。

【0064】以上のように、この負荷装置11は安静時の心磁図と負荷時の心磁図とを同一の検査台(ベッド)で計測できるという利点がある。とくに、安静時に心磁図計測を行う場合、負荷装置11が邪魔になることもなく、被検者はベッド上に居ながら引き続き楽な姿勢をとって計測に入ることができるという利点もある。また、運動負荷を受ける脚の移動が直線状であるから、体動もより少なくなるという利点もある。さらに、被検者が負荷試験のためにベッドに寝起きする際、上述した安静時と同様に、ペダルの位置を足元前方に移動させることで、ペダルが寝起きの動作の邪魔にならないという利点も得られる。

【0065】<負荷装置を取り付けるベッド構造の別の例>上述した図4記載のベッド構造の場合、ベッド51とSQUIDセンサのカバー12aとの間には何も介在させない構造であったが、これに関しては図6に示すように変形可能である。

【0066】図6に示すベッド51には、ベッド長手方向からみてL字状を成すように、パイプを枠体として巡らせて成る保護具62が取り付けられている。この保護具62の根元部は、ベッド51の側面に高さ調節自在に取り付けられ、その本体部分がSQUIDセンサのカバー12aと被検体の胸部との間に位置するように高さ調節される(矢印A参照)。さらに、保護具62の根元部には図示しない回動機構が介在しており、被検者のベッド51上への昇り降り時には、保護具62全体を回転させてベッド上から退避可能になっている(矢印B参照)。

【0067】これにより、被検者が運動負荷に伴って大

10

20

30

40

50

きく動いた場合、被験者がセンサカバー12aに直接、接触するのを防止できる。この結果、SQUIDセンサの振動に因って心磁図計測データに大きなノイズが混入する事態を防止又は減らすことができる。また、SQUIDセンサが振動に因り故障するといった事態も排除することができる。

【0068】一方、この保護具62が取り付けられていると、被検者に対して運動中にSQUIDセンサカバー12aに接触しないように強く指示する必要は無い。これにより、被検者の心理的負担が少なくなり、より自然な心理状態の元で負荷状態における心磁図の計測が行える。したがって、純粋に心疾患の程度を反映した質の良いデータを計測できるようになる。

【0069】なお、保護具62又はSQUIDセンサカバー12aには、ストレインゲージなどの振動計測手段を取り付けてもよい。例えば図6に示す如く、保護具62を成すパイプの所定位置にストレインゲージ63を取り付ける。この振動計測データは心磁図と同時に制御・演算装置15のメモリ21Bに記録される。この装置15では、後述する信号前処理手段（マイクロプロセッサ）によって、加算平均処理のときに、大きな振動のある時間の心磁図が加算平均対象データから除外される。これにより、被検者がSQUIDセンサカバー12aに接触した場合であっても、心磁図データの解析精度を劣化させないで済むという効果がある。

【0070】また、この保護具62を成すパイプを枠体としてその内側に布を張ったり、ワイヤを巡らせてもよい。

【0071】＜電気系の構成及び動作＞制御・処理装置15は、CPUユニット、モニタ、操作卓などを一体化したコンソールに印刷機を搭載し、さらに通信機能を付加した構成になっている。

【0072】この制御・処理装置15に搭載された各要素の内、システムコントローラ21は、システム全体の各要素の制御を担うとともに後述する各種の演算を行う機能を有する。このシステムコントローラ21は、図7に示す如く、処理装置21A、読出し専用及び読込み・書込み可能なメモリ21B、及びインタフェース21Cを備える。メモリ21Bには処理装置21Aの制御プログラム、演算プログラム、システム動作に必要な固定パラメータ、入力データ、処理過程の一時記憶データ、出力データなどが一時的あるいは恒久的に記録される。処理装置21Aはインタフェース21Cを介して、この診断システムの各構成要素と繋がっている。

【0073】処理装置21Aは、実際には、システム全体の制御を担うシステム制御手段としてのメインCPU21Mと、各種の演算機能を専門に担当する複数個のマイクロプロセッサ21n<sub>1</sub>～21n<sub>s</sub>とを備え、これらのユニットがバス構成を介して相互に連結されている。

【0074】処理装置21Aの全体は、そのソフトウェ

ア処理によって機能的には、図8に示す如く、インタフェース21Cを介して繋がっている各構成要素を制御する制御装置CUの機能、その構成要素から得られるデータを解析・処理する解析・処理装置APの機能、及び、解析及び処理の結果を視覚的に提示するデータを作成するデータ作成装置DPの機能を有する。解析・処理装置APの機能及びデータ作成装置DPの機能により、心磁図の計測データに基づく心内電気現象診断装置が機能的に構成される。

10 【0075】このため、処理装置21Aは、制御機能、解析・処理機能、及びデータ作成機能を果たすことができる。

【0076】メインCPU21Mは、マイクロプロセッサから成る負荷装置制御部22を介して負荷装置11の動作の開始、停止の指令及び負荷量の調節を行うとともに、動作中の負荷量の情報を負荷装置制御部12から随時読み出すことができる。なお、この負荷装置11の動作開始及び停止の制御には、被検者の体調に基づき強制的に負荷装置を停止させる制御も含まれる。この強制停止制御は後述するが、被検者の体調を示す複数の量が負荷によって変動したときの限度値（負荷中止基準）を予め設定しておいて、これらの量の何れかが限度値に達したときにメインCPU21Mがかかる強制停止を指令するものである。

20 【0077】また、メインCPU21Mは、マイクロプロセッサから成る自動血圧計制御部30を介して自動血圧計14の動作の開始及び停止を指令するとともに、動作中の血圧情報を制御部30から随時読み出すことができる。

30 【0078】また、メインCPU21Mは、後述するように、データ収集部24から送られてくるデジタル量の心電図及び心磁図のデータを読み込んで所定のアルゴリズムに基づき安静時及び負荷時の心電図及び心磁図を解析するとともに、その解析結果を集計してレポートを作成し、これを表示器27及び／又は印刷機26を介して提示する。データ収集部24はマイクロプロセッサ及びA/D変換器を備えて成る。

40 【0079】さらに、メインCPU21Mは、マイクロプロセッサから成る心磁図計測装置制御部23を介して心磁図計測装置12の動作を制御する。さらに、メインCPU21Mはタイマ25の動作を制御できるとともに、タイマ25の時間カウント値を読み出してデータ解析及び表示データ作成に用いることができる。メインCPU21Mはキーボード28から操作者の指令情報を読み込むとともに、表示器27及び／又は印刷機26に提示情報を送る。メインCPU21Mはさらに、ネットワークインタフェース29を介して外部のネットワークと通信を行うことができる。

50 【0080】負荷装置制御部22は、メインCPU21Mからの指令に基づいて負荷装置11の動作の開始及び

終了（上述した監視項目が中止基準に達した場合も含む）を制御するとともに、負荷量の変更指示に従って負荷装置11に拠る負荷量（例えば前述した負荷量調整用弁58の開度）を制御する。また、負荷装置制御部22はメインCPU21Mからの要求に応じて現在の負荷量をメインCPU21Mに転送する。

【0081】心磁図計測装置制御部23は、メインCPU21Mからの指令にตอบสนองして、心磁図計測装置12の動作の開始及び停止、感度調整、リセットなどの必要な制御を行う。

【0082】心磁図計測装置12は、被検者の胸部に設置され心臓の活動に伴って発生する微弱な磁気信号を検出する。磁場信号の検出器は胸部に複数個配置され、それぞれの検出器で検出した磁場波形が電圧波形あるいは電流波形などの電気信号として出力される。心磁図計測装置15は、典型的には超伝導量子干渉素子（SQUID）を搭載したSQUIDセンサ（磁場センサ）を用いて構成される。すなわち、この心磁図計測装置12には、SQUIDのほか、図示しない冷却容器、支持体、Flux Locked Loop（FLL）回路と呼ばれるSQUID駆動回路、増幅回路、フィルタ回路などを備えて構成される。

【0083】心磁図計測装置12には、大きくは、液体ヘリウム温度で動作する低温超伝導の装置と、液体窒素温度以上の温度で動作する高温超伝導の装置がある。また、冷却方式として液体ヘリウムや液体窒素などの冷媒を用いる方式と、冷却装置により直接冷却する方式がある。さらに、SQUIDの駆動方式にも種々の方式が知られている。いずれの方式を用いた場合でも、本診断システムの基本的構成は同じである。

【0084】心電図計測装置13は、心電計とも呼ばれ、被検者の体表に配置された複数の電極間の電位差を電圧波形あるいは電流波形などの電気信号として計測し、出力する。心電図計測装置13は典型的には心電図電極、差動増幅器、フィルタなどを用いて構成される。

【0085】心磁図計測装置12及び心電図計測装置13から出力された電気量の計測信号はデータ収集部24に送られる。この計測信号は、このデータ収集部24によりアナログ信号からデジタル信号に変換され、システムコントローラ21のメインCPU21Mに送られる。

【0086】さらに、タイマ25はシステムコントローラ21に接続され、そのカウント動作がシステムコントローラ21のメインCPU21Mにより制御される。メインCPU21Mがタイマ25にリセット信号を送ると、タイマ25はそれにตอบสนองしてカウント値をリセットし、その後の経過時間をカウントし続ける。またタイマ25は、メインCPU21Mからの要求に応じてカウントした経過時間をメインCPU21Mに転送することができる。さらに、メインCPU21Mにより予め設定された時間が経過したときには、メインCPU21Mにそ

の旨を知らせる信号を出力できるようになっている。このタイマ25によりカウントされた経過時間は、負荷印加や心磁図計測の開始及び停止のタイミング制御、さらには負荷を掛ける時間の計測に供される。

【0087】さらに、印刷機26及び表示器27は処理装置21Aに電氣的に接続されており、心磁図の計測結果や解析結果、集計結果などを操作者に提示したり、操作中の各種の情報を表示することができる。操作者は表示器27のモニタに表示された情報を目視しつつキーボード28を操作することで、本診断システムに必要な操作情報を与えることができる。

【0088】処理装置21Aにはまた、ネットワークインタフェース29を介して通信ネットワーク31が繋がっている。ネットワークインタフェース29は計測結果や集計結果をネットワーク上のコンピュータに転送したり、解析に必要なMRI画像やCT画像を本診断システムに転送するために用いられる。

【0089】＜心内電気現象の診断に伴う構成及び動作＞上述した如く、処理装置21Aのソフトウェア処理により、心内電気現象診断装置CEDが機能的に構成される。この心内電気現象診断装置CEDは、負荷中および安静時の心電図及び心磁図を解析し、その結果を集計してレポートを作成する。そして、これを表示器27及び／又は印刷機26に表示して操作者に提示する。その処理過程のデータフローを図9に示す。この処理過程を、心臓負荷試験の検査プロトコルと共に以下に説明する。

【0090】いま、本実施形態に係る心臓負荷試験システムでは、図10に示す如く予め設定されている検査プロトコル及び操作者からのキーボード28を介した指示に従って心臓負荷試験が行われる。

【0091】この検査プロトコルによれば、最初に、安静時心電図計測及び安静時心磁図計測が行われる。その後、負荷が断続的に繰り返し掛けられる。各負荷期間の終わりに心磁図計測が行われ、この計測後直ちに次の負荷期間が始まる。つまり、各回の負荷後に夫々、心磁図計測が行われる。第1回目の負荷期間は第1及び第2のステージに分かれており、負荷装置としてのトレッドミルの速度と傾斜度、つまり負荷量が変わえられる。第2回目の負荷期間は第3及び第4のステージに分かれ、また第3回目のそれは第5及び第6のステージに分かれており、同様に負荷量が変わえられる。第4回目の負荷期間も第7及び第8のステージに分かれており同様に行われる。この例の場合、第7ステージ中に中止基準に到達したので、この時点で負荷終了となって、直ちに心磁図計測が行われる。なお、他のステージ中であっても中止基準に達すれば直ちに負荷を中止して心磁図計測が行われる。第8ステージでは心磁図計測は行われない。一方、心電図計測は第1ステージから継続されており、負荷終了後も所定時間継続される。そして、かかる所定時間経過の後、再度、回復時心電図計測及び回復時心磁図計測

が順次行われる。

【0092】なお、この検査プロトコルはあくまで一例に過ぎず、被検体の症状や検査目的に応じて種々変形が可能なことは勿論である。

【0093】まず、心電図計測装置13で計測された複数チャンネルの心電図電圧波形、及び、心磁図計測装置12で計測された複数チャンネルの心磁図電圧波形は、データ収集部24に送られる。それらの電圧波形データは、計測装置毎且つチャンネル毎にA/D変換される。これにより、電圧波形データが例えば500sample/秒毎に離散化され、且つ16ビットに符号化された整数値に変換される。このデジタルデータ（心磁図デジタルデータ及び心電図デジタルデータ）は、システムコントローラ21のメモリ21Bに転送される。

【0094】このデジタルデータの内、心磁図デジタルデータは処理装置21A内のマイクロプロセッサ21n<sub>1</sub>によって心磁図前処理に付される（図9；ステップS1）。具体的には、心磁図のデジタルデータに、感度補正、フィルタ処理、基準線補正処理、その他の補正演算を行って、心磁図実時間波形を出力する。また、加算平均を行って、加算平均心磁図波形を出力する。

【0095】この心磁図前処理を具体的に説明する。計測した心磁図の生データはQRS期間がどこであるか分からないため、そのままでは心磁界イメージングの解析アルゴリズムを適用することができない。

【0096】そこで、この心磁図前処理として、QRS検出、ベースライン補正、加算平均、QRS抽出、及び波形修正を行う。QRS検出は、図11(a)に示す如く、全チャンネルの心磁図デジタルデータに対してチャンネル毎に微分波形を演算し、P波及びQRS期間を検出する。このときR波の最初の時点を0時刻（基準時刻）とする。次いで、同図(b)に示す如く、QRセグメントを演算し、そのQRセグメントを0に補正することで、DC成分除去のためのベースライン補正を行う。さらに、同図(c)に示す如く、基準時刻を合わせて加算平均する。さらに、同図(d)に示す如く、QRS抽出処理は、QRS期間+ $\alpha$ の時刻の波形を抽出し、その時刻を等分して必要なサンプル数のデータを作成する。また、波形修正処理としては、例えばS-Tセグメントの傾きを0に修正する。これらの処理を経て、測定した心磁図データに解析アルゴリズムを適用可能になる。

【0097】これらの前処理の中で、とくに、QRS抽出処理は本発明の一つの特徴を成すものであるので、これを図12を参照して詳述する。

【0098】上述の図11(c)に示す如く加算平均波形が得られると、心磁図の複数チャンネルの内の基準となる特定チャンネルの磁場波形から、又は、特定の心電図波形からR波頂点の時刻 $t_0$ を検出する。この時刻 $t_0$ から時間 $a$ だけ時間的に前の時刻 $t_0 - a$ と、時間 $b$ だけ時間的に後の時刻 $t_0 + b$ を算出する。このように

算出した2つの時間の間を等分して、等間隔のサンプル時刻を求める。さらに、 $t_0 - a$ より更に $c$ だけ時間的に前の時間との間を等分するとともに、 $t_0 + b$ より $d$ だけ時間的に後の時刻との間を等分する。

【0099】このように求めたサンプル時刻を全部で $M$ 個とし、心磁図のチャンネル数を $N$ とすると、全部で $M \times N$ 個のデータが存在することになるが、解析処理を高速化させるために、データ選択を行う。具体的には、 $M \times N$ 個のデータの中からいくつかのデータ（図12中の黒丸位置のデータ）のみを選択し、時刻 $c$ 及び $d$ に相当するサンプル時刻の磁場データに、時刻 $t_0 - a$ 及び $t_0 + b$ のサンプル時刻の磁場データをコピーし、これら黒丸のデータを心磁図解析に付す。

【0100】一方、心電図デジタルに対して、処理装置21A内のマイクロプロセッサ21n<sub>2</sub>によって心電図前処理に付される（図9；ステップS2）。具体的には、心電図のデジタルデータに、感度補正、フィルタ処理、基準線補正処理、その他の補正演算を行って、心電図実時間波形を出力する。また、加算平均を行って、加算平均心電図波形を出力する。

【0101】前述の如く加算平均された心磁図データは、次いで、処理装置21A内のマイクロプロセッサ21n<sub>3</sub>によって心磁図解析処理に付される（図9；ステップS3）。つまり、加算平均した心磁図波形データに例えば特開平10-323335号公報記載の解析処理を施し、心室内の活動電位振幅分布（又はこれに類する心筋電気活動量）と興奮時刻分布（及びそれに類する量）を推定する。この解析は、「 $N$ チャンネル $\times M$ 個」の内の選択された少数個の磁場データだけについて行われる。これにより、解析に要する演算量を少なくでき、また解析時間を短くすることができる。

【0102】心磁図解析処理を起動する際、マイクロプロセッサ21n<sub>3</sub>は、活動電位振幅の推定結果に要求される空間分解能と、興奮時刻分布の推定結果に要求される空間分解能及び平均興奮時刻分布とを指定する。

【0103】この実施形態の場合、メインCPU21M（又はマイクロプロセッサ21n<sub>3</sub>）は、安静時の心磁図解析のときには、図13(a)に模式的に表すように、平均興奮時刻分布としては標準的な興奮時刻分布を、活動電位振幅の空間分解能には低い分解能を、興奮時刻分布の空間分解能には高い分解能を夫々指定する。一方、負荷時の心磁図解析のときには、同図(b)に模式的に表すように、平均興奮時刻分布として安静時の興奮時刻分布の解析結果を、活動電位振幅の空間分解能には高い分解能を、興奮時刻分布の空間分解能には低い分解能を夫々指定する。

【0104】なお、上述のように負荷時にも活動電位振幅分布と興奮時刻分布とを同時推定する代わりに、同図(c)に模式的に示す如く、活動電位振幅分布を空間分解能を高く指定して単独推定してもよい。このように

負荷時に活動電位振幅分布を単独推定にすることで、活動電位振幅を高い空間分解能で且つ短時間に解析可能になる。つまり、同時推定したときの空間分解能の不足気味の傾向と解析に要する時間が長いという中途半端な状態を脱却し、対象を絞った高精度な解析を短時間で行うことができる。

【0105】以上のように安静時と負荷時の解析の条件を変化させることにより、安静時の心磁図解析のときには、活動電位振幅の推定精度を落とす代わりに興奮時刻をより精度良く解析できる。反対に、負荷時の解析のときは、活動電位振幅の変化をより精度良く解析できるようになり、負荷による心筋の電気生理学的な変化をより鋭敏に捕らえて、診断精度の向上に寄与することができる。

【0106】ここで、安静時と負荷時との間で変化させる解析の条件として解の空間分解能を挙げたが、推定結果を左右するパラメータであればどのようなものでもよく、例えば、正則化パラメータと呼ばれる、正則化の強さを左右するパラメータであってもよい。

【0107】一方、心電図前処理された、加算平均された心電図波形データは次に、処理装置21A内のマイクロプロセッサ21n<sub>1</sub>によって心電図解析処理に付される(図9;ステップS4)。つまり、従来周知の手法により、加算平均された心電図波形データからR波頂点及びJ点が検出され、STレベル、STスロープ、心拍数などのデータが演算される。

【0108】上述した心磁図前処理、心磁図解析処理、心電図前処理、及び心電図解析処理の夫々の結果及び収集情報(負荷量、血圧、経過時間、検査プロトコル、その他のデータ)は、通信処理(図9;ステップS5)を介して集計処理(同図ステップS6)に付される。

【0109】まず通信処理について説明する。この通信処理は本実施形態の特徴の一つを成すもので、集計処理の前段で実施される。この通信処理として、本実施形態では、共有メモリによるソフトウェア的な通信処理及びハードディスクによるソフトウェア的な通信処理が用意されており、何れか一方の手法が採用される。

【0110】(1)共有メモリによる通信

図14は、共有メモリによる通信処理の概念を示す。この通信処理の場合、心磁図前処理、心電図前処理、心磁図解析、心電図解析、集計処理、各要素を制御する処理、及び情報収集の処理の全てが1つのコンピュータ装置内で並列処理オペレーティングシステムで管理される別々の並列処理可能単位(プロセス・タスク・スレッドなどと呼ばれる)として実行される。それらの並列処理可能単位は、オペレーティングシステムによって複数のマイクロプロセッサに割り当てて実行される。複数のマイクロプロセッサは全て1つのコンピュータ装置に実装される。図14では、例えば心磁図前処理を実行するマイクロプロセッサ21n<sub>1</sub>を心磁図前処理手段と言った

具合にハード構成として表している。

【0111】システム制御手段としてのメインCPU21Mは複数の並列処理可能単位から読み書き可能な共有メモリCMを確保する。心磁図解析処理の場合、心磁図計測と前処理が終了した時点で、メインCPU21Mからマイクロプロセッサ21n<sub>1</sub>に対してその動作が開始され、活動電位振幅分布と興奮時刻分布の解析処理が行われる。この解析処理が終了すると、活動電位振幅分布と興奮時刻分布のデータが共有メモリCMに格納され、メインCPU21Mに処理終了を通知する。心電図解析処理など他の処理も同様に、システム制御手段としてメインCPU21Mの指令により動作が開始され、その処理結果を共有メモリCMに格納する。

【0112】その後、メインCPU21Mはマイクロプロセッサ21n<sub>1</sub>(集計手段)に集計処理の動作を開始させる。この集計処理の開始が指示されると、共有メモリCMに格納されている処理結果に基づいて、後述する如く様々な態様の集計処理を実行してレポートを作成する。

【0113】(2)ハードディスクによる通信

図15は、ハードディスクによる通信処理の概念を示す。この通信処理の場合も、前述と同様に、心磁図前処理、心電図前処理、心磁図解析、心電図解析、集計処理、各要素を制御する処理、及び情報収集の処理の全てが1つのコンピュータ装置内で並列処理オペレーティングシステムで管理される別々の並列処理可能単位(プロセス・タスク・スレッドなどと呼ばれる)として実行される。それらの並列処理可能単位は、オペレーティングシステムによって複数のマイクロプロセッサに割り当てて実行される。複数のマイクロプロセッサは全て1つのコンピュータ装置に実装される。図15においても、例えば心磁図前処理を実行するマイクロプロセッサ21n<sub>1</sub>を心磁図前処理手段と言った具合にハード構成として表している。

【0114】システム制御手段としてのメインCPU21Mは、複数の並列処理可能単位から読み書き可能なハードディスクHD上にファイルを準備する。心磁図解析処理の場合、心磁図計測と前処理が終了した時点で、メインCPU21Mからマイクロプロセッサ21n<sub>1</sub>に対してその動作が開始され、活動電位振幅分布と興奮時刻分布の解析処理が行われる。この解析処理が終了すると、活動電位振幅分布と興奮時刻分布のデータがハードディスクHD上のファイルに格納され、メインCPU21Mに処理終了を通知する。心電図解析処理など他の処理も同様に、システム制御手段としてメインCPU21Mの指令により動作が開始され、その処理結果をファイルに格納する。

【0115】その後、メインCPU21Mはマイクロプロセッサ21n<sub>1</sub>(集計手段)に集計処理の動作を開始させる。この集計処理の開始が指示されると、ハードデ

ディスクHD上のファイルに格納されている処理結果に基づいて、後述する如く様々な態様の集計処理を実行してレポートを作成する。

【0116】次に、上述した(1)又は(2)の何れかの通信処理において、最終ステップで指令される集計処理(図9;ステップS6)の内容について説明する。

【0117】この集計処理においては、マイクロプロセッサ21n<sub>s</sub>によって、心電図前処理により得られた心電図実時間波形、心電図解析により得られた心電図加算平均波形、心磁図前処理により得られた心磁図の実時間波形、及び心磁図解析処理により得られた心磁図加算平均波形などが時間波形の形でグラフ化され、心磁図加算平均波形から胸面上の磁場分布図が作成される。

【0118】また、マイクロプロセッサ21n<sub>s</sub>によって、負荷装置制御部22及びその他の情報収集手段23、24、30により収集された負荷量、血圧、経過時間、検査プロトコルからMET S値や2重積などの値が算出され、グラフ化される。

【0119】さらに、マイクロプロセッサ21n<sub>s</sub>によって、心磁図解析された活動電位振幅分布から最小活動電位振幅などの特徴量が算出され、また興奮時刻分布から最早興奮時刻・最早興奮部位、最遅興奮時刻・最遅興奮部位などの特徴量が算出されて、それぞれがグラフ化される。このように集計した結果は表示器27及び/又は印刷機26を介して操作者や読影者に提示される。

【0120】なお、提示項目をまとめると、心電図実時間波形、心電図加算平均波形、不整脈波形、ST変位量、STスロープ、血圧、心拍数、負荷量(watt、トレッドミル速度及びその傾斜…負荷装置がトレッドミルのとき)、検査経過時間などの従来のものに加え、新たに本実施形態の特徴に関わるものとして、心磁図実時間波形、心磁図加算平均波形、心磁図空間分布、安静時と負荷時との差分心磁図、活動電位振幅分布、安静時と負荷時との差分による活動電位振幅分布、興奮時刻分布、安静時と負荷時との差分による興奮時刻分布などが表示される。

【0121】このとき、提示項目の内、少なくとも1つの項目が予め検査プロトコルにしたがって設定されていた中止基準に合致した場合、その旨をレポートに記載し、表示される。中止基準として設定される項目には、目標心拍数への到達(最大心拍数)、血圧の低下(血圧下限値)、重大不整脈の発生、目標活動電位低下量への到達(活動電位下限値)、目標値までの興奮伝播速度の低下(興奮伝播速度下限値)、目標ST上昇値、または目標ST下降値が含まれる。

【0122】図16~図18には、表示器27及び/又は印刷機26を介して提示される収集結果としてのレポートの例を示す。このレポートの形態には、リアルタイムレポートとして提示される第1のレポート形態と、トレンドグラフとして提示される第2のレポート形態とが

用意されている。

【0123】リアルタイムレポート(第1のレポート形態)は、計測中の各時刻における心電図実時間波形、心電図加算平均波形、心磁図加算平均波形(または磁場分布)、活動電位振幅分布の推定結果、興奮時刻分布の推定結果、心拍数、負荷量、STレベル、STスロープ、最小活動電位振幅、血圧、MET S値、2重積などをリアルタイムに表示する表示形態である。表示項目は適宜な取捨選択できる。これらにデータ及び情報は、計測中に画面にリアルタイムに表示されると共に、印刷も可能である。また、計測後に、計測中であった任意時刻のレポートを呼び出して表示及び/又は印刷することも可能になっている。図16及び図17にリアルタイムレポートの例を示す。

【0124】一方、トレンドレポート(第2のレポート形態)は、心電図実時間波形、心電図加算平均波形、心磁図加算平均波形(または磁場分布)、活動電位振幅分布、興奮時刻分布、心拍数、負荷量、STレベル、STスロープ、最小活動電位振幅、血圧、MET S値、2重積などの解析結果を集計し、グラフとして表示する表示形態である。この場合も、表示項目は適宜な取捨選択できる。このトレンドレポートの一例を図18に示す。なお、この同様の情報を、集計レポートとして、表形式で表示することもできる。このトレンドレポートは、通常、計測後に作成して表示及び/又は印刷するが、計測中に画面にリアルタイムに表示及び/又は印刷できるように構成してもよい。

【0125】なお、「MET S値」は、酸素摂取量を安静時の酸素摂取量3.5ml/分/kgで除した値であり、運動強度の指標として用いられる。実際に酸素摂取量を測定する代わりに、採用する検査プロトコルの各ステージ毎に予め定めた値を表示する構成も可能である。また、「2重積」は、心筋酸素消費量の指標として用いられている値で、心拍数と収縮期血圧の積として求められる。心筋酸素消費量のその他の指標としては、 $TTI = \text{心拍数} \times \text{平均血圧} \times \text{左室駆出時間}$ 、 $3\text{重積} = \text{心拍数} \times \text{収縮期血圧} \times \text{左室駆出時}$ 、などを算出して表示してもよい。さらに、「STレベル(ST level)」は、図19に示す如く、心電図ST部分の基線からの偏りを表す指標であり、ST部分のどの時刻の電位をとるかに応じていくつかの計測方法がある。通常、0.1mVの変化を1mmという単位で、上方への偏りは正の値、また下方への偏りは負の値で表現する。「STスロープ(ST slope)」は、図19に示す如く、心電図ST部分の傾きで、mV/秒という単位で表される。上方への傾きは正の値、また下方への傾きは負の値で表す。STスロープにも基準時刻をどこにとるかに応じて、様々な計測法がある。さらに、ST部分に関するその他の指標としては、STレベル及びSTスロープが代表的なものであるが、その他にもSTインデックス(S



T index)、STインテグラル(ST integral)など様々な指標があり、これらを解析・表示する形態も可能である。

【0126】前記の図に示したレポートの例では心室内の活動電位振幅分布と興奮時刻分布は心室を長軸で切った断面が手前に見えるような投影図の表面に活動電位振幅値や興奮時刻分布をカラーで重畳表示したものである。このとき、心室を切断する断面は活動電位振幅が最も低下している点が含まれるような断面が自動選択されて表示されているが、他の表示形態を選択することもできる。

【0127】例えば、単に投影図上に重畳表示する形態であってもよい。

【0128】また、図20に示す如く、同一の表示器及び／又は印刷機の同一画面上に、心室断面に興奮到達時刻の分布がカラー階調像を等時線図風に重畳した第1の画像IM1と、その同一断面上に心筋電気活動量としての活動電位振幅の分布が濃淡像として重畳した第2の画像IM2とを分割表示する形態であってもよい。

【0129】さらに、図21に示す如く、心室の長軸断面を表す1つの画像に、興奮到達時刻分布の等時線図と活動電位振幅分布の濃淡画像とを重ねて表示するようにしてもよい。図22は、この図21の表示態様を、心室の断面のとり方を変えて実施したもので、心室の所定位置において短軸断面上に、かかる2種類の電気現象を重ね表示して示す態様である。

【0130】さらに、図23に示す如く、心室の投影図(心室を上から、又は、手前から投影)に活動電位振幅の最小値投影像を重ね表示する形態であってもよい。

【0131】さらに、心室表面の展開図上に重畳表示する方法を選択してもよい。この一例を図24に示す。同図(a)～(d)の例は、心内膜・外膜の展開図上に興奮到達時刻の等時線図を表示し、色の濃淡或いは色相の違いにより活動電位振幅の分布を重ねて表示している。この例では、心室をその長軸方向に沿って切りこみを入れ、切り開いた展開図で示しているが、このほか、心外膜、左心室内膜、右心室内膜をそれぞれ円状に展開した図上に等時線図や活動電位振幅分布を表示してもよい。

【0132】さらにまた、安静時の活動電位振幅分布や興奮時刻分布からの差分値の分布を算出し、この差分値を同様の表示形態で表示する形態をとってもよい。

【0133】＜通信処理の別の例＞上述した実施形態の心内電気現象診断装置CEDを構成する装置構成(図9、図14、及び図15参照)は、1つのコンピュータ装置内に実装されたマイクロプロセッサ間をソフトウェア処理により情報交換する構成したが、これに代えて、図25に示す装置構成を採用してもよい。この図示の例では、負荷試験のための処理は、いくつかの独立して実装するハード装置に分散して実行される。

【0134】具体的には、この装置構成では、心磁図解

析装置71、心電図解析装置72、及び心磁図解析装置71、心電図解析装置72を備え、心磁図解析装置71及び心電図解析装置72と心磁図解析装置71、心電図解析装置72との間は通信ケーブル74により夫々接続され、相互に情報が送受信される。この通信方式としてはパラレル通信やシリアル通信などの物理的通信方式が用いられる。さらに高度な通信手段を備え、ネットワークとして相互に接続される構成であってもよい。心磁図計測装置12(図2参照)により心磁図が計測されると、その結果は心磁図解析装置71に送られて解析され、興奮時刻分布や活動電位振幅分布が推定される。この解析が終了すると、解析結果は一旦、心磁図解析装置71内に記憶し、解析終了の旨を通信ケーブル74を通して集計・表示装置73に通知する。

【0135】一方、心電図解析装置72は、計測された心電図を逐次加算平均するとともに、各種解析処理を施してSTレベルなどを求める。この解析結果は心電図解析装置72内の図示しない記憶装置に記憶される。この加算平均波形や心拍数、経過時間など、常に更新される情報は、通信ケーブル74を介して逐次、集計・表示装置73に転送される。

【0136】集計・表示装置は、心電図解析装置72から逐次送られる情報に基づいて逐次、データ集計を行いレポートを作成し、表示する。活動電位振幅分布や興奮時刻の解析結果、あるいは過去の加算平均波形や心電図解析結果など集計時に集計装置内に存在しない情報は、心電図解析装置72、あるいは心磁図解析装置71に送信を指示して、集計装置に転送させることで、そのような情報を入手する。

【0137】このように、心磁図解析手段、心電図解析手段と集計・表示手段との間に通信手段を設けたため、心電図の解析結果である活動電位振幅分布や興奮時刻分布と心磁図の解析結果であるSTレベルやSTスロープなどの負荷による変化を、複雑な作業を行わなくても、短時間に集計できる。また、通信手段とコンピュータにより自動的に集計されるため、人手のときのような集計ミスも殆ど起こらないという利点がある。

【0138】本実施形態に戻って説明する。負荷装置11の動作の制御において、予め定めた検査プロトコルに従って計測する中で、被検者の負荷状態を監視する項目の内、少なくとも1つが中止基準に合致した場合、直ちに負荷装置11の動作が自動的に停止される。監視項目が中止基準に達すると、この情報が診断項目の演算を担当しているマイクロプロセッサ21n1～21n5の何れかからメインCPU21Mに知らされる(図26;ステップS21、SW22)。そこで、システム制御手段としてのメインCPU21Mは、表示器27の画面上に負荷中止基準に達した旨の警告を表示する(ステップS23)。次いで、メインCPU21Mは、負荷装置制御部22に負荷中止を通知し、負荷制御装置22が負荷装



置11の動作を強制的に停止させる(ステップS4)。したがって、負荷中の被検者の体調に基づく負荷停止時期を自動的に操作者に知らせることができるとともに、限度を超して負荷を掛け続けるといった非常事態を確実に回避できる。

【0139】この警告表示及び負荷自動停止の機能は、1台の試験システムの中で、必要なデータを検出して得られるので、従来のように、試験装置のほかに各種のモニタ装置を検査室に入れ、多数の操作者がそれらをモニタしながら負荷試験を進めなければならないといった事態を排除できる。この点に関し、本実施形態の試験システムはコンパクトな機器構成で済み、検査室の省スペース化、人手の削減などの点からも非常に有利である。

【0140】監視項目の中止基準として設定される項目には、目標心拍数への到達、血圧の低下、重大不整脈の発生、目標活動電位低下量への到達、目標値までの興奮伝播速度の低下、目標ST上昇値または目標ST下降値への到達がある。

【0141】以上のように構成し機能させることで、本実施形態およびその変形例によれば、心臓負荷試験を行うときに、所望の検査アルゴリズムに基づいて負荷条件を変えながら心電図データ及び心磁図データを計測・解析し、両方の解析結果を電子データとして統合的に集計して、心内電気現象を表す量の変化の過程を提示でき、心疾患の部位やその重篤度を診断可能にする。

【0142】とくに、心臓負荷試験を行うときに、時間推移を一致させて心電図データ及び心磁図データを計測・解析し、両方の解析結果を電子データとして、短時間で且つ正確に統合・集計することができる。したがって、例えば、簡単な手順で心筋虚血に伴う活動電位振幅の低下領域の位置、大きさ、低下量を診断することができる。

【0143】またとくに、従来の負荷心電図検査だけでは得られない情報を得ることができ、心筋の異常部位をより確実に特定することが可能になり、診断精度を向上させる。

【0144】一方、侵襲性の高い検査が不要で、コストの高い検査を行うことなく、より短い検査時間で心臓の負荷試験を行うことができる。例えば、負荷核医学検査に比べて、検査時間が短かく且つ費用が少なくて済むので、なるべく多くの患者にこの心臓負荷試験を実施できるようになり、虚血性心疾患をより正確に且つ早期に診断できるようになる。

【0145】さらに、虚血誘発のために運動負荷を掛けて心磁図を計測し、この計測データを解析して活動電位振幅を得る心臓負荷試験を行う場合、被検者の状態に拠る負荷停止をより少ない機器構成で確実に行うことができる。これにより、検査室の省スペース化にも寄与する。

【0146】上述した各実施形態およびその変形例は本

発明を実施した代表的構成例の提示であって、本発明の範囲を限定することを意図するものではない。本発明の範囲は特許請求の範囲の記載にしたがって決まるもので、当業者であれば、本発明の範囲を逸脱しない範囲において更に様々な態様に構成することは可能である。

【0147】

【発明の効果】以上説明したように、本発明の心臓負荷試験システムによれば、被検者の心臓に運動負荷を掛ける負荷装置と、この負荷装置の動作を検査プロトコルに従って制御する負荷制御手段と、検査プロトコルに応じて被検体の心電図データ及び心磁図データを計測する計測手段と、前記心電図データ及び心磁図データを解析して電気現象を表す量のデータを得る解析手段と、この解析手段によって解析されたデータを提示する提示手段とを備えたので、負荷時の心内電気活動の3次元分布をトータル的に観察できる。そして、心疾患に関わる異状部位を特定でき、虚血性心疾患の診断に有効性を発揮できる。とくに、心磁図上の虚血に拠る／拠らないST変位を鑑別でき、診断精度の向上に寄与可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施形態に係る心臓負荷試験システムの概要を説明する構成図。

【図2】この心臓負荷試験システムの電氣的な構成を示すブロック図。

【図3】被検者が座る椅子部に取り付ける肩当ての構造を示す概要図。

【図4】ベッド上に取り付ける、負荷装置の別の例を示す概略構成図。

【図5】この負荷装置に搭載するシリンダの系統図。

【図6】ベッド構造のその他の例を示す概略構成図。

【図7】システムコントローラの電氣的な概略ブロック図。

【図8】処理装置を機能的に表現したときの機能ブロック図。

【図9】処理装置によって機能的に実現される心内電気現象診断装置の処理の流れを示すデータフロー図。

【図10】検査プロトコルの一例と負荷量の制御を説明するタイミングチャート。

【図11】心磁図前処理を説明する図。

【図12】心磁図前処理を説明する図。

【図13】心磁図解析における安静時と負荷時の解析条件の設定の違いを説明する図。

【図14】共有メモリによる通信処理を説明するブロック図。

【図15】ハードディスクによる通信処理を説明するブロック図。

【図16】リアルタイムレポートの一例を示す図。

【図17】リアルタイムレポートの別の例を示す図。

【図18】トレンドレポートの一例を示す図。

【図19】S-Tセグメント及びSTスロープを説明す

10

20

30

40

50

る図。

【図20】興奮時刻分布及び活動電位振幅分布の表示の一例を示す図。

【図21】興奮時刻分布及び活動電位振幅分布の表示の別の例を示す図。

【図22】興奮時刻分布及び活動電位振幅分布の表示の別の例を示す図。

【図23】活動電位振幅の最小値投影像を重畳表示する一例を示す図。

【図24】興奮時刻分布及び活動電位振幅分布の表示の別の例を示す図。

【図25】計測データの解析処理及び通信処理に関わる別の例を示すデータフロー図。

【図26】中止基準に達したときの負荷装置の強制停止の処理を示す概略フローチャート。

【図27】従来例としての負荷心電図解析装置の概略を示す装置斜視図。

【図28】STレベル及びSTスロープを説明するECG波形図。

【図29】従来例としての心内電気現象診断装置の構成を機能的に示すブロック図。

【符号の説明】

- 11 負荷装置
- 11A 椅子部
- 11B 負荷発生機構
- 12 心磁図計測装置
- 13 心電図計測装置
- 14 自動血圧計

\* 15 制御・処理装置

21 システムコントローラ

21A 処理装置

21n<sub>1</sub> ~ 21n<sub>s</sub> マイクロプロセッサ

21M メインCPU

22 負荷装置制御部

23 心磁図計測装置制御部

24 データ収集部

25 タイマ

26 印刷機

27 表示器

28 キーボード

30 自動血圧計制御部

45 肩当て

51 ベッド

52 負荷装置

55L, 55R, 57 シリンダ

58, 59 弁

60L, 60R ペダル

62 保護具

63 ストレンゲージ

71 心磁図解析装置

72 心電図解析装置

73 集計・表示装置

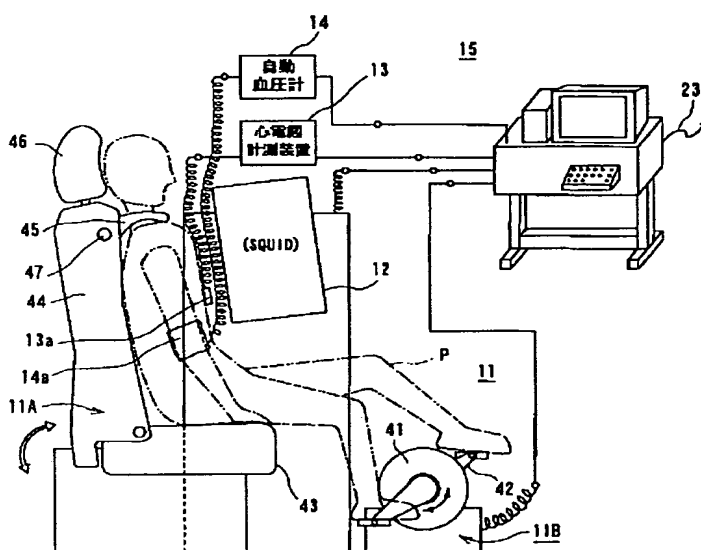
74 通信ケーブル

CM 共有メモリ

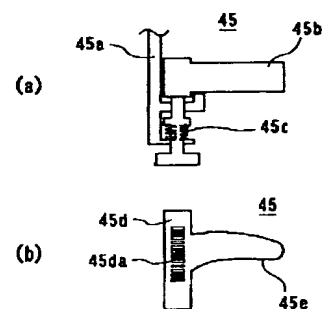
HD ハードディスク

\*

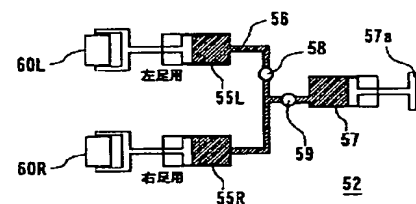
【図1】



【図3】



【図5】

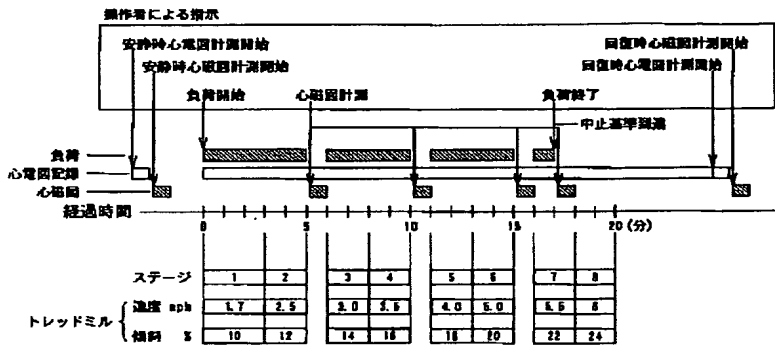




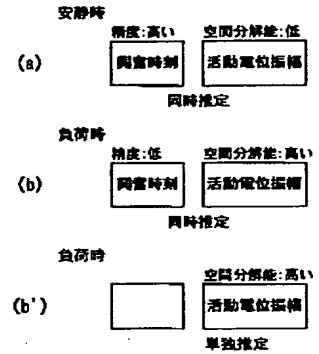
(18)

特開2001-37729

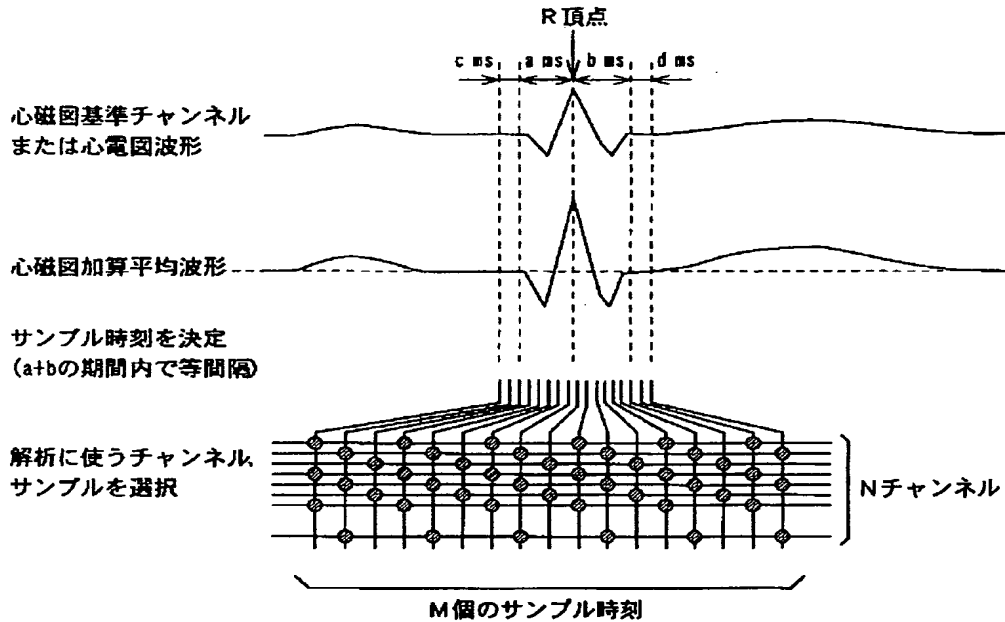
【図10】



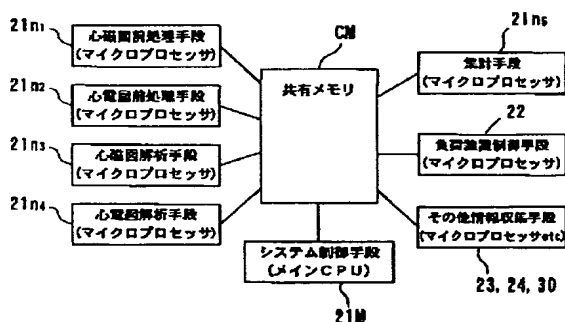
【図13】



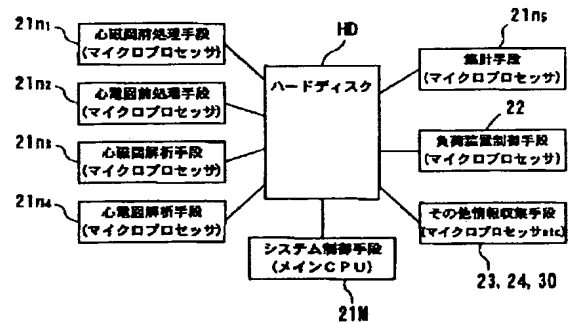
【図12】



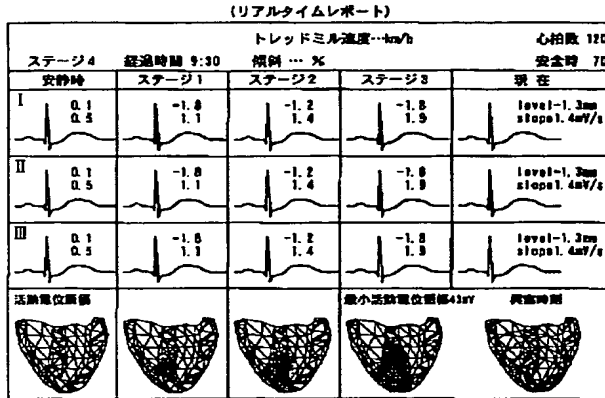
【図14】



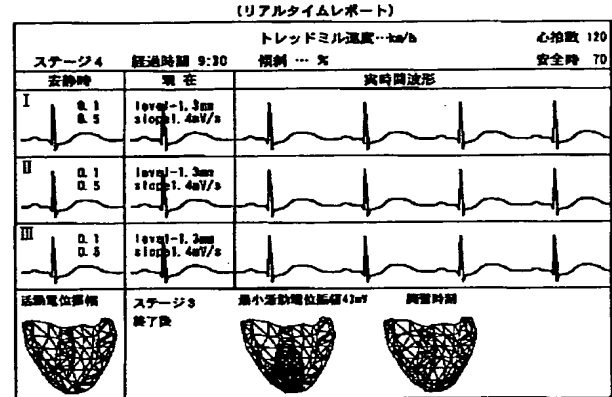
【図15】



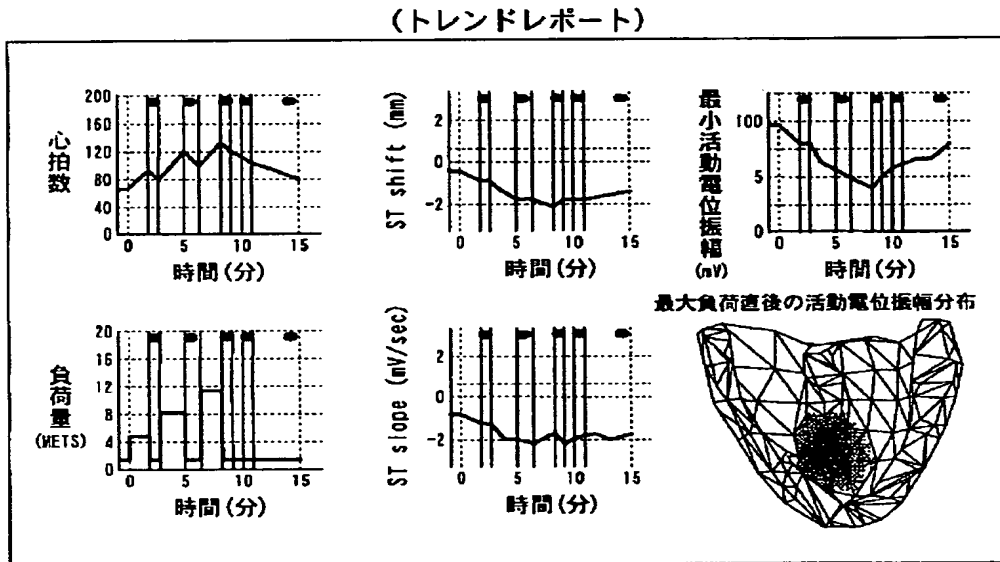
【図16】



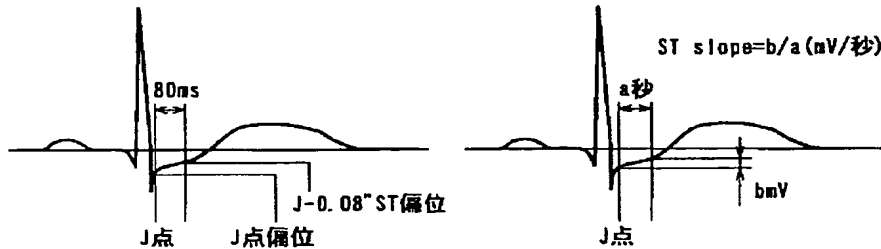
【図17】



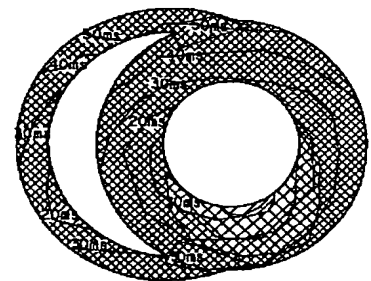
【図18】



【図19】

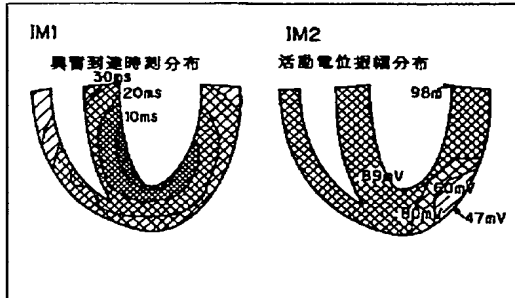


【図22】

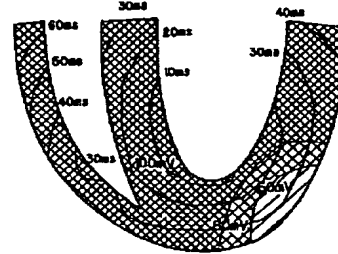


(興奮到達時刻分布と活動電位振幅分布を心室の短軸断面で表示した例)

【図20】

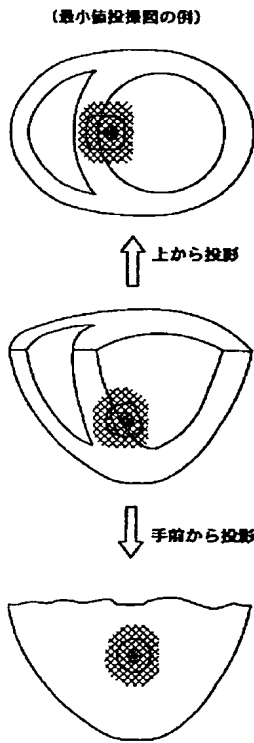


【図21】

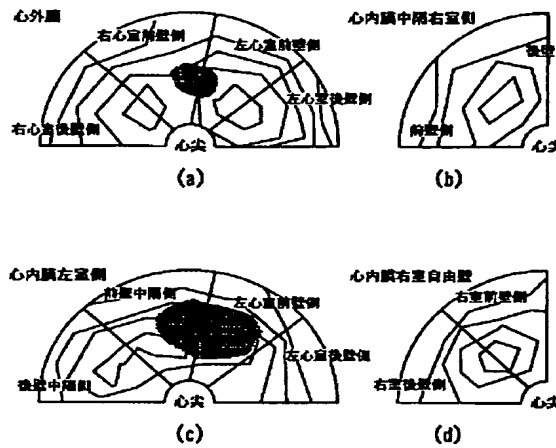


(興奮到達時刻分布と活動電位振幅分布を表示する例)

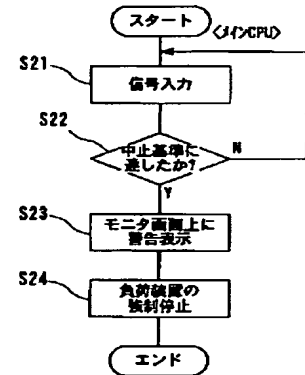
【図23】



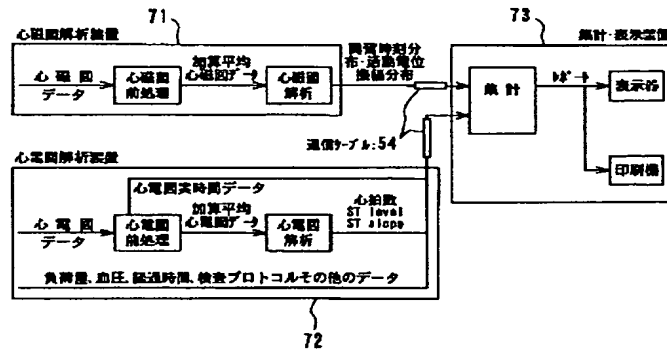
【図24】



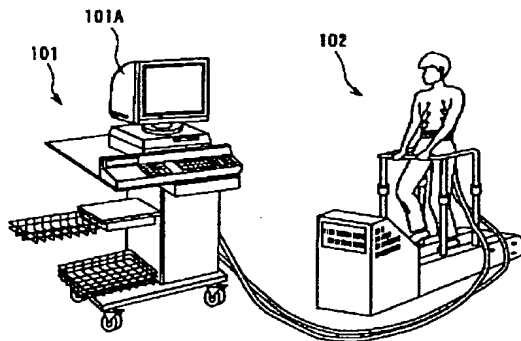
【図26】



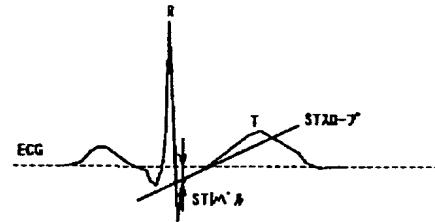
【図25】



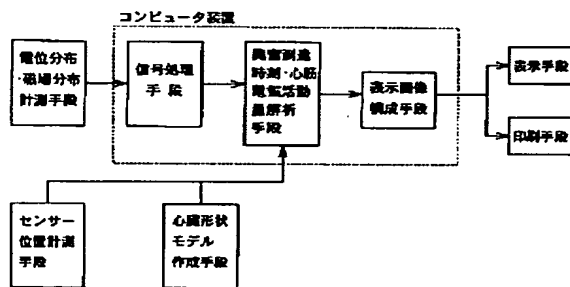
【図27】



【図28】



【図29】



フロントページの続き

(72)発明者 高田 洋一  
 栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社  
 社東芝那須工場内

F ターム(参考) 4C027 AA00 AA02 AA10 DD07 EE08  
 FF01 FF03 FF07 GG01 GG05  
 GG07 GG13 GG16 GG18 HH02  
 HH03 HH06 HH11 HH13 JJ00  
 KK01 KK03 KK05